

Thesis

MUNICH

1967

VERBESSERTE TESTEINRICHTUNG
ZUM POSTMORTALEN STADIUM
DER HERZKLAPPEN

Kurt Bröckner

LANE MEDICAL LIBRARY OF
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR
PALO ALTO, CALIFORNIA

AUS DER CHIRURGISCHEN KLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. Dr. h. c. R. Zenker

VERBESSERTE TESTEINRICHTUNG
ZUM POSTMORTALEN STADIUM
DER HERZKLAPPEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Kurt Bröckner
aus Hannsdorf

München 1967

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. R. ZENKER
Dekan:	Prof. Dr. M. KIESE

Tag der mündlichen Prüfung: 23.5.1967

INHALTSVERZEICHNIS

A. EINLEITUNG	5
B. PRINZIP EINER NEUEN DRUCKKAMMER	7
C. HERSTELLUNG DER DRUCKKAMMER	8
D. ARBEITSWEISE UND ERGEBNISSE	11
E. DISKUSSION	13
F. ZUSAMMENFASSUNG	17
G. ABBILDUNGEN	18
H. LITERATURVERZEICHNIS	25



Digitized by the Internet Archive
in 2026

A. EINLEITUNG

Mit der Entwicklung der modernen Herzchirurgie während der letzten 20 Jahre gewann das Interesse an den menschlichen Herzklappen entsprechend an Bedeutung. Nicht nur die Kenntnis ihres anatomischen Aufbaues, ihrer Verankerung und Einbeziehung in die Struktur des Herzens, sondern auch der Ablauf ihrer Bewegungen während der Herzaktion wurde zu einer der Grundlagen, durch die erfolgreiche chirurgisch-therapeutische Maßnahme an den Klappenstrukturen erst ermöglicht wurden. Es mußten die Segelbewegungen in ihrem zeitlichen Ablauf, die Änderungen der Druckverhältnisse sowie zahlreiche andere Faktoren in normalen und pathologischen Herzen erforscht werden.

Zur Beobachtung der Klappenbewegungen wurden sogenannte Pulsduplikatoren entwickelt, die das Leichenherz mit Hilfe von pulsierender Flüssigkeit oder Druckluft zu erneuter Funktion zwangen. McMillan hatte zunächst versucht, isolierte Aorten- und Pulmonalklappen in einem künstlichen Kreislauf durch Sichtkammern zu beobachten und ihre Bewegungen zu filmen. Besonders seine Studie über die Aortenklappe deckte wichtige, bis dahin unbekannte Tatsachen auf und war für die Entwicklung der chirurgischen Technik von erheblicher Bedeutung.

Für das Studium der Mitralklappe ergab sich jedoch die Notwendigkeit, diese im Verband mit dem gesamten Herzen zu untersuchen. Zu diesem Zweck konstruierte Davila einen einfachen mechanischen Pulsduplikator, der gleichzeitig Aufnahmen der Mitralklappe und der Aortenklappe ermöglichte. Er verwandte zur Erzeugung pulsierender Druck- und Volumenveränderungen eine Pumpe, die durch einen Elektromotor über eine Nockenwelle mit auswechselbaren Steuerscheiben angetrieben wurde. Sie wurde mit dem Herzen durch einen Schlauch, der in die Spitze des linken Ventrikels eingeführt war, verbunden. Während der Systole wurde so in den Ventrikeln, also innerhalb des Herzens, ein Druck erzeugt, weshalb man bei derartigen Vorgehen von "internen Pulsduplikatoren" spricht (Vergl. Abb. 1).

Der zugehörige Testkreislauf bestand aus einem venösen Vorratsgefäß, das die Vorhoffüllung bewirkte, führte von dort zum Herzen und zur Pumpe und schließlich über Aorta und peripheren Widerstandssimulator zum Vor-

ratsreservoir zurück. Die Auswurfleistung des Herzens wurde mit einem Rotameter bestimmt. Davila konnte so die Bewegung der Klappensegel unter verschiedenen Strömungsbedingungen beobachten. Scott und Kelley modifizierten die Methode geringfügig.

Ein Hauptnachteil dieser Apparate, so eindrucksvoll sie auch die Reproduktion der Klappenbewegungen erlauben, liegt in den notwendiger Weise paradoxen Volumenverhältnissen der Ventrikel. Da das Herz während der Systole von der Pumpe aufgefüllt wird, erweitert es sich systolisch, anstatt sich zu kontrahieren. In der "Diastole" wird das Volumen der Ventrikelwand vermindert, um die Atrioventrikularklappen zu öffnen.

Diesen Mangel suchte Callaghan mit Hilfe der "Externen Pulsduplikation" zu umgehen. Er baute eine Druckkammer, in der das Herz von außen durch die umgebende Flüssigkeit rhythmisch komprimiert werden konnte, eine Simulation der systolischen Myokardkontraktion also durch Druck von außen erreicht wurde (Vergl. Abb. 2). Druckhöhe und Dauer der Systole wurden durch einen elektrischen Zeitgeber, der den Flüssigkeitsstrom mittels elektromagnetischer Ventile steuert, reguliert. Aorta, linker Vorhof und linker Ventrikel wurden mit Sichtkammern verbunden, so daß eine Beobachtung der Klappen von zwei Seiten aus möglich war. Wessel entwarf einen ähnlichen Versuchsaufbau, verwendete aber zur Kompression des Herzens Preßluft statt Wasser. Frater untersuchte in einem leicht abgewandelten Apparat künstliche Herzklappen, die in ein Hundeherz implantiert waren, auf ihre hämodynamischen Verhältnisse.

Durch die oben beschriebenen Versuche wurden viele neue Erkenntnisse gewonnen, doch blieben erhebliche Schwierigkeiten, besonders in der Imitation des Mitralklappenverschlusses am Leichenherzen. Durch Röntgenuntersuchungen am lebendigen (schlagenden) Hundeherzen hatten Kantrowitz und andere gezeigt, daß sich der Mitralklappenring während der Systole konzentrisch zusammenzieht. Seidel u. Mitarb. konnten diese systolische Verengerung an isolierten Hundeherzen direkt sichtbar machen, filmen und ausmessen. Die Ergebnisse decken sich mit Untersuchungen von Puff, der an Menschenherzen nachwies, daß der Klappenring keine starre Struktur aufweist, sondern durch scherengitterförmige Anordnung der Gewebeanteile eine Weiter- und Engerstellung erlaubt. Die systolische Verengerung erfolgt offenbar durch die Kraft der Herzmuskulatur, die diastolische Erweiterung angeblich durch den Rückstrom des Restblutes in die Einströmbahn.

Es soll im Folgenden davon ausgegangen werden, daß die Beobachtung der Mitralringveränderungen ein gutes Kriterium zur Bemessung des Wertes eines Pulsduplikators darstellt. Da sich herausstellte, daß alle bisher beschriebenen

Pulsduplikatoren den Mitralling mehr oder minder stark beeinträchtigen, wurde eine neue Druckkammer für das zu untersuchende Leichenherz entwickelt, die die physiologischen Bewegungen der Klappenebene und den normalen Druckablauf besonders berücksichtigt. Ferner wurde versucht, gleichzeitig neue Erkenntnisse über den Bewegungsablauf des Mitrallringes zu gewinnen. Der Versuchsaufbau sollte zuverlässig, einfach und billig sein.

B. PRINZIP EINER NEUEN DRUCKKAMMER

1. Weiterentwickelt wurde das Prinzip der externen Pulsduplikation, da es grundsätzlich für die Beobachtung der Mitralklappen geeignet erscheint.
2. Um die Schwierigkeit der Befestigung des Herzens an den Sichtkammern bisheriger Modelle zu umgehen, ferner auch um eine Beeinträchtigung der Vorhöfe durch den Druck von außen zu umgehen, wurde eine Fixierung der Druckkammer an der Herzbasis angestrebt (Abb. 3). Die Sichtkammern für die Herzklappen wurden gesondert an den Vorhöfen und großen Gefäßen befestigt.
3. Die Deformierung der Herzbasis durch die Strukturen der den Ventrikel luftdicht umschließenden Druckkammer wird durch Verwendung eines flexiblen Materials (Filz) vermieden.
4. Durch Annähen einer nachgiebigen, jeweils neu angefertigten Filzkammer kann den individuellen Dimensionen des untersuchten Herzens Rechnung getragen werden.
5. Mechanische Stabilität wird der flexiblen Druckmanschette nach erfolgter Adaption an das Leichenherz durch Durchtränkung mit einem rasch härtenden Kunststoff verliehen.

C. HERSTELLUNG DER DRUCKKAMMER

Aus einfachem, ca. 1,5 mm dickem Filz wird eine konisch zulaufende Röhre geschneidert. Ihre Länge beträgt 15 bis 20 cm, je nach Größe des verwendeten Herzens. Der untere Durchmesser soll so groß sein, daß die Anschlußplatte, die aus einer 1 cm dicken Plexiglasscheibe gefertigt wurde, gerade das Lumen ausfüllt. Bei Testung von Hundeherzen soll der obere Durchmesser den unteren um 3 bis 5 cm übertreffen, d.h. einen Gesamtdurchmesser von 8 bis 10 cm aufweisen.

Das zu untersuchende Herz wird nun durch die obere, größere Öffnung so weit eingeführt, daß die Filzmanschette allseitig das Herz umschließt. Dann wird der überstehende Filz nachreseziert, bis die Schnittlinie der Kammer-Vorhofgrenze entspricht. Der freie Rand der Manschette wird sodann mit einer fortlaufenden Naht, die möglichst genau der Atrioventrikular-Grenze folgen soll, am Myocard befestigt. Als Nahtmaterial verwenden wir 1-0 atraumatische Mersilene Fäden, der Stichabstand beträgt 2 bis 3 mm. Um eine gute Anpassung des Filzes an das Herz zu erreichen, sollten zweckmäßig einige Abnäher die letzten Zentimeter des freien Randes der Manschette etwas einengen, da der Druckmesser des Herzens in der Klappenebene geringer ist als auf der Höhe der Ventrikel.

Das untere Ende der Filzmanschette wird durch die Verschußplatte, die einen Einlaßstutzen mit einem Außendurchmesser von 10 mm, einen Innendurchmesser von ca. 7 mm und einer Länge von ca. 30 mm trägt, verschlossen und durch eine Schlauchklemme entsprechender Größe wasserdicht und drucksicher gehalten. Am besten bewährt sich eine Schlauchklemme, deren Umfang durch eine Zylinderschraube stufenlos verändert werden kann. Der unten näher beschriebene Zügel muß nun angebracht und mit der Kammer vernäht werden.

Die Filzkammer wird während der Präparation über dem frischen Herzen meist feucht und muß daher anschließend mit einem Föhn oder Heizofen getrocknet werden. Dabei wird das ganze Herz mit einer Stativklemme an der Abschlußplatte aufgehängt.

Nach Trocknung des Filzes wird dieser mit einer Mischung aus 60 % Leguval K 25 R - Neu und 40 % Leguval N 30⁺, der zur Auslösung der Polymerisation 4 % Benzoylperoxydpaste beigemischt wird, eingestrichen, bis er gut durchtränkt ist. Die Kunstharzmischung kann erst unmittelbar vor Gebrauch

⁺ Fa. Bayer Leverkusen

zubereitet werden, da sie innerhalb kürzester Zeit aushärtet. Bei Anwendung trockener Warmluft wird die Kammer nun in 20 bis 25 Minuten hart und gebrauchsfertig. Eine Verzögerung der Polymerisation einer zubereiteten Lösung, sollte sie notwendig sein, kann durch Wärmeentzug im Eisschrank erreicht werden. Für ein Herz reichen im allgemeinen 50 bis 100 g Kunstharz.

Um einen größeren Abstand zwischen Herz und Druckkammerwand zu erzielen, kann während der Polymerisation durch den Einlaßstutzen ein leichter Druck (30-40 mm Hg) in der Kammer aufrecht erhalten werden. Dadurch wird allerdings die Kunststoffmasse in der Filzwand porös und muß deshalb nach Erstarren nochmals mit der gleichen Kunststofflösung überzogen werden. Auch bei stärkstem Durchtränken der Filzwand mit Harz sahen wir jedoch nie eine Verklebung derselben mit dem Herzen, da der Kunststoff mit der feuchten Oberfläche des Epikards keine Verbindung eingeht.

Sehr wichtig ist die Fixation der Herzbasis durch einen Zügel, der zwischen Aorta und Vorhof verläuft und beiderseits an der Druckmanschette befestigt wird. Der Zügel verhindert, daß sich das Herz unter Einfluß des Kammerdrucks, der es aus der Röhre zu treiben versucht, verzieht. Entsprechend erlaubt er der seitlich an der Manschette festgenähten Ventilebene nicht, sich vorzuwölben. Diese Brücke muß gewissermaßen die retrahierende Kraft des Kammerseptums ersetzen, die beim lebenden Herzen die Ventilebene in ihrer Stellung hält.

Dieser Herzbasis-Zügel kann aus Stoff oder Filz gefertigt sein, darf weder Vorhof noch Aorta beeinträchtigen, und muß trotzdem genügend Zugfestigkeit aufweisen. Benutzt man Filz oder leichten Stoff, so muß dieser unbedingt mit Kunstharz getränkt werden, da sonst die Dehnungsfestigkeit nicht ausreichen würde.

Nach der Härtung der Harzmischung können die Sichtkammern angebracht werden (Abb. 4). Für die Beobachtung der Mitralklappe benutzen wir ein Plexiglasrohr von 20-25 mm Länge, einem Innendurchmesser von 25-35 mm und einer Wandstärke von 2 mm. Es wird an einem Ende durch eine runde, den Außendurchmesser des Rohres um 6-8 mm übertreffende Plexiglasscheibe durch Verkleben mit einem Spezialklebemittel⁺ verschlossen. Die Dicke der Platte kann 1-4 mm betragen. Dicht unter dieser Scheibe werden drei Plexiglasröhrchen eingeklebt. Zwei mit einem Außendurchmesser von 10 mm, die möglichst gegenüberliegend angebracht sein sollten, dienen zur Füllung des Vorhofes. Ein engeres wird zur Entfernung eingedrungen

⁺ Fa. Isar Chemie, München

gener Luft und zur Druckmessung benötigt.

Der überstehende Rand der Sichtkammer besitzt einen Kranz von kleinen Löchern mit einem Durchmesser von 1,5 mm und einem Abstand von 10 mm. Diese erleichtern die Befestigung des Vorhofes an der Sichtkammer, indem die Vorhofwand zunächst mit fortlaufender Naht entlang dem Löchersaum locker angeheftet wird. Diese Naht verhindert ein Zurückgleiten der Vorhofwand von dem relativ weiten Zylinder der Sichtkammer, erlaubt jedoch noch eine Korrektur ihrer Stellung. Der endgültige, wasserdichte Verschluss wird durch straffes Umwickeln mit einem festen, gewobenen Band erreicht.

Zur Ableitung der aus der Aorta ausgetriebenen Flüssigkeit verwandten wir anfangs einen Polyvinylschlauch mit einem der Aorta entsprechenden Durchmesser. Er wurde in den Aortenstumpf, den wir auf eine Länge von 2-3 cm beschränkten, eingeführt und mit einer Ligatur befestigt. Da dies aber häufig zu Verziehnungen und somit zur Insuffizienz dieser Klappe führt, schalten wir jetzt über ein Verbindungsstück aus leichtem Plexiglas ein ca. 10 cm langes Stück Penrose-Drainageschlauch dazwischen, damit sich die Aortenwurzel frei bewegen kann. Auch in den Zuleitungen zur Vorhofsichtkammer sollte ein Stück Latexschlauch möglichst nahe der Kammer eingebaut werden. Er eignet sich vorzüglich, um plötzliche Druck- und Volumenschwankungen in dem starrwandigen Testkreislauf aufzufangen oder zu dämpfen.

Der Pulsduplikator wird durch Gasdruck betrieben. Dieser kann durch einen Kompressor erzeugt oder aus einer Druckflasche entnommen werden. Nachdem das Gas auf den benötigten Druck reduziert ist, muß es einen elektromagnetischen Dreivegehahn⁺ passieren (Abb. 5), der, von einem elektronischen Zeitgeber gesteuert, Frequenz und Systolendauer regelt. Die Bohrungen des Ventils müssen groß genug sein, um eine rasche Füllung und Entleerung der Druckkammer zu ermöglichen. Um den Druckabfall zu Beginn der Diastole zu beschleunigen und um somit eine bessere Füllung der Ventrikel des Herzens zu erreichen, kann über dasselbe Ventil während der Diastole ein Unterdruck erzeugt werden.

Methodisch gingen wir so vor, daß in der Diastole durch ein elektromagnetisches Ventil eine Verbindung mit einem Vakuum von ca. -80 mm Hg hergestellt wurde. Bis zum Beginn der folgenden Systole hatte sich dann in der Druckkammer ein Unterdruck von ca. 30-40 mm Hg gebildet. In den Ventrikeln fiel der Druck trotz dieser Maßnahme nicht auf negative Drucke, wenn man von einer Anfangsschwankung absieht, die durch die plötzliche Öffnung des elektro-

⁺ Fa. Contolesco N. V. Driebergen/Holland

magnetischen Ventiles ausgelöst wurde.

Da das Vorhofseptum für die Fixierung der Sichtkammer über die Atrioventrikularklappe herangezogen wird, ist es technisch einfacher, jeweils nur eine der beiden Atrioventrikularklappen zu beobachten. Der andere Vorhof wird weitgehend vernäht. In die restliche Öffnung wird ein Schlauch eingeführt und mit einer Tabalsbeutelnaht befestigt. Er wird mit einem zweiten Vorratsgefäß verbunden.

Mit der A. Pulmonalis wird wie mit der Aorta verfahren. Sie wird an einem gesonderten Testkreislauf angeschlossen. Durch das Niveau der Überlaufgefäße kann der diastolische Druck, zu einem gewissen Grade auch der Widerstand in Aorta und Pulmonalis eingestellt werden. Der Überlauf wird in Vorratsgefäßen aufgefangen. Von dort aus fließt die ausgeworfene Flüssigkeit wieder in die venösen Reservoirs zurück (Abb. 5).

D. ARBEITSWEISE UND ERGEBNISSE

Der Volumenauswurf der getesteten Leichenherzen hing von der Pulsationsfrequenz, dem Kammerdruck und der Stärke der diastolischen Saugung ab. Der optimale Gasdruck zur Erzeugung eines möglichst großen Schlagvolumens wurde weitgehend von diastolischen Aortendruck und dem Widerstand des Myocards bestimmt (Abb. 6).

Bei einem diastolischen Aortendruck von 110 mm Hg war ein extracardialer Gasdruck von ca. 150 mm Hg erforderlich, um das ganze Herzvolumen auszuwerfen.

Die Wandstärke des Ventrikels erfordert einen zusätzlichen Kraftaufwand von unterschiedlicher Höhe. Bei einem Hundeherzen von 150 Gramm benötigten wir bei einer Pulsfrequenz von 60 Schlägen pro Minute im Durchschnitt einen Gasdruck von 170 mm Hg, um einen Ventrikeldruck von 120 mm Hg zu erzeugen. Bei einem 200 Gramm schweren Herzen mußten weitere 80 mm Hg aufgebracht werden, um den gleichen Ventrikeldruck zu erzielen. Die Wandstärke betrug im ersten Fall ca. 12 mm im linken und 6 mm im rech-

ten Ventrikel, im zweiten ca. 16 mm bzw. 8 mm. Durch Anlegen eines Unterdruckes während der Diastole an die Druckkammer konnte das Schlagvolumen wesentlich gesteigert werden.

Den diastolischen Vorhofdruck stellten wir durch Heben und Senken des venösen Vorratsgefäßes auf 20 mm Hg ein. Dieser etwas hohe Druck war notwendig, um den Widerstand in der Zuleitung zur Sichtkammer auszugleichen. Es wurde eine schnelle und gleichmäßige Füllung des Ventrikels ermöglicht.

Die beste Auswurfleistung erreichten wir bei einer Pulsationsfrequenz von 40-60 Schlägen pro Minute. Bei niedrigeren Frequenzen machte sich der negative diastolische Kammerdruck bemerkbar, in dem das Herz in die Druckkammer gezogen und somit verformt wurde. Bei höheren Frequenzen wurde die Zeit für die Füllung zu kurz. Trotz Saugung und einem Zeitverhältnis zwischen Systole und Diastole von 1 : 2 sank das "Herzminutenvolumen" schnell unter die errechneten Werte. Wir maßen als Durchschnittswerte bei Hundeherzen von 150-200 Gramm 700 ml/min, bei einem Menschenherzen von 340 Gramm 1400 ml/min.

Die systolische Verminderung des Herzvolumens wurde durch Röntgenaufnahmen von mit Bleiperlen markierten Herzen untersucht. Es ergab sich regelmäßig eine Verkürzung der Längsachse Herzspitze-Klappenebene von 25-30 %. Die Querdurchmesser veränderten sich meist nur in der frontalen Ebene um 30-40 %, während die der seitlichen Ebene nur Verkürzungen von 10-15 % zeigten.

Bei gut vorbereiteten Herzen schien uns der Klappenschluß fast normal zu sein, ein meßbarer Rückstrom trat nicht auf. Eine Verengerung des Mitralinges konnte, wenn auch nicht konstant, so jedoch einige Male beobachtet und gefilmt werden. Nach Markierung des Mitralinges durch schwarze Knoten maßen wir bei einem 260 Gramm schweren Hundeherzen eine Verkürzung des Längsdurchmessers von 10 %, während sich der Querdurchmesser um 18-25 % verkleinerte, bezogen auf diastolische Werte. Durch Einteilung des Mitralinges in 4 Quadranten fanden wir, daß sich bei diesem Herzen die Basis des aortalen Segels um 11 %, der murale Teil um 18 %, die beiden Kommissurenbereiche um 13 % in der Systole verkürzten. Ein Anstieg des Ventrikeldruckes war von einer weiteren Abnahme des Mitralingumfanges gefolgt. Verglichen mit diesen Werten, die bei einem Ventrikeldruck von 80 mm Hg gewonnen wurden, verringerte sich der Abstand der Marken bei einem Ventrikeldruck von 160 mm Hg um fast das Doppelte, nämlich um 20, 34 und 24 %.

Die Klappenebene bewegte sich während der Systole nur unbedeutend in der Längsachse des Herzens. Auf Grund der Wirkung des Zügels maßen wir eine

Längsbewegung von nur 4-6 mm beim Hundherzen und 6-8 mm beim menschlichen Herzen. Diese Bewegungen waren bei ungenau befestigten Druckkammern wesentlich größer, auch konnte dabei die systolische Verengung des Mitralinges nicht beobachtet werden.

Der Bewegungsablauf des Klappenschlusses spielte sich bei unseren Beobachtungen in der Testapparatur folgendermaßen ab:

In der Mitralklappe stellte sich das aortale Segel zuerst in der Verschluss-ebene, kurze Zeit später schloß sich die Klappe an den Kommissuren und zuletzt legte sich das murale Segel an, dessen Basis mit einem Teil des Myocards leicht nach oben gepreßt wird.

E. DISKUSSION

Grundsätzlich gibt es zwei Wege, um ein totes Herz zum Pumpen zu bringen. Bei den sogenannten "inneren" Pulsduplikatoren preßt eine Druckpumpe das Schlagvolumen mit Hilfe einer durch das Myocard eingeführten Kanüle in den Ventrikel. Genau berechenbare Volumenmengen füllen und dehnen den Ventrikel aus, sobald die Mitralklappe geschlossen ist. Mittels nochengesteuerter Pumpen kann der Druckverlauf und das Auswurfvolumen reguliert werden.

Ein schwerwiegender Nachteil dieser Modelle liegt in der systolischen Erweiterung des Ventrikels. Insbesondere wird der Mitraling so dilatiert, daß zuweilen eine relative Mitralsuffizienz entsteht. Nur durch die große Reservefläche der beiden Mitralsegel wird ein allzugroßer Reflex gewöhnlich verhindert. Die Insuffizienz der Atrioventrikularklappen wird durch die sehr bald auftretende irreversible Dilatation des Myocards noch wesentlich verstärkt. Da die kurzen Papillarmuskeln und insbesondere die Chordae tendineae nicht im gleichen Maße gedehnt werden, kommt schließlich ihre relative Insuffizienz als limitierender Faktor hinzu. Ferner tritt eine erhebliche Verziehung der Herzsepten auf, falls nur ein Ventrikel durchströmt wird.

Der Hauptvorteil des "inneren" Pulsduplikators liegt in der Einfachheit seiner Konstruktion. Mit Ausnahme des Drainageloches in der Herzspitze und der bald auftretenden Dilatation werden die Herzen nicht verändert. Jedoch

bietet die Methode für die genaue Untersuchung der Mitralklappe nicht die erforderliche Genauigkeit der Nachahmung der physiologischen Funktion und keine genügende Reproduzierbarkeit.

Das andere Prinzip funktioneller Studien an toten Herzen ist in dem sogenannten "äußeren" Pulsduplikator verwirklicht. Das Herz wird hierbei in einer Druckkammer rhythmisch komprimiert, so daß ein der Herzmassage ähnlicher Effekt entsteht. Verwendet werden entweder Flüssigkeit oder Preßluft. Der Vorhof und die Aorta des zu prüfenden Herzens werden an Sichtkammern befestigt, die starr im Deckel der Druckkammern eingelassen sind. Ein geschlossener Kreislauf sorgt für die Füllung des Vorhofes und verhindert einen zu hohen diastolischen Aortendruck. Im Gegensatz zum "inneren" Pulsduplikator verändert sich die Herzgröße während der Systole ähnlich wie während einer normalen Herzaktion. Eine weitgehend physiologische Klappenfunktion scheint hiermit möglich zu sein. Leider erfüllten auch diese Modelle unsere Ansprüche zur Untersuchung der Klappenfunktion nicht befriedigend. Bei vorausgehenden Untersuchungen mit einem, der dem von Wessel beschriebenen ähnlich war, registrierten wir folgende Nachteile:

1. Wegen der starren Halterung der Sichtkammer ist die spannungsfreie Befestigung des Herzens sehr schwierig. Die Kammer kann nicht leicht den wechselnden Größen und Konfigurationen der verschiedenen Herzen angepaßt werden, so daß häufig Verziehungen der Klappenebene auftreten.
2. Wenn die Verbindung Vorhof-Sichtkammer nicht sehr nahe am Klappenring liegt, wird die dünne Vorhofwand während der Systole nach innen gepreßt. Daher ist der Klappenring gewöhnlich entweder durch die Sichtkammer fixiert oder wegen der Einwärtswölbung der Vorhofwand teilweise unsichtbar. Eine genaue Beobachtung der Bewegungen des Klappenringes ist deshalb nicht möglich, die Bewegungen der Segel gleichen häufig nicht denen der natürlichen Klappen.
3. Das Herz hängt an der Aorta und dem Vorhof. Diese unterliegen somit beträchtlichen Bewegungs- und Zugkräften.
4. Nur ein Ventrikel steht mit dem Kreislauf in Verbindung, so daß Verbiegungen des Septums und der Klappenebene auftreten können.
5. Der Aufbau ist unhandlich und teuer,

Im Vergleich dazu bietet unser Modell eine optimale Anpassung an die Größen der benutzten Herzen. Eine Verziehung der Proportionen des Herzens ist unwahrscheinlich, denn die Kammer wird im flexiblen Zustand

den anatomischen Bedürfnissen angepaßt und an einem recht kräftigen Teil des Myokards festgenäht. Die Sichtkammern können entsprechend der Herzform und -größe in jeder beliebigen Lage angebracht werden. Eine Beeinträchtigung der Aorta oder des Vorhofes tritt nicht auf, die geprüften Strukturen tragen keinerlei Gewicht. Das Anbringen der Filzhülse und der Sichtkammern ist leicht und schnell zu bewerkstelligen.

Die Herstellung der Druckkammer bereitet keine besonderen Schwierigkeiten. Von enormer Bedeutung für eine zufriedenstellende Funktion des Pulsduplikators ist die retinierende Brücke über der Klappen-ebene. Sie verhindert, daß sich das Herz nach außen bewegt und sich dabei verzieht. Die individuelle Befestigung und Spannung des Zügels ist nicht schwer. Nach dem Beginn der Pulsationen kann der Sitz korrigiert werden, soweit der Zügel nicht mit Plastik gehärtet wurde. Nicht behebbare Bewegungen in der Längsrichtung des Herzens von einigen Millimetern, wie wir sie bei unseren Experimenten gemessen haben, scheinen keinen wesentlichen Einfluß auf die Klappenfunktion zu haben.

Wenn ein Herz in unserem Pulsduplikator "pumpt", so arbeitet es unter fast normalen Verhältnissen. Beide Ventrikel können leicht mit einem künstlichen Kreislauf verbunden werden, so daß Störungen durch ein einseitig belastetes Interventrikularseptum möglichst ausgeschaltet werden. Zwar wird der rechte Ventrikel, der dem gleichen Außendruck ausgesetzt ist, infolge seiner dünnen Wände schneller geleert. Jedoch waren die Ergebnisse besser, als bei funktionslosen rechten Ventrikel. Durch fortlaufende Registrierungen wurden die intraventrikulären und intraatrialen Druckverläufe kontrolliert. Es ergab sich, daß der Vorhofdruck, der sich in der Diastole um 20 mm Hg hält, am Beginn der Systole durch die Wandversteifungen im Vorhofbereich auf 40 mm Hg anstieg, jedoch in ihrem Verlauf langsam abfiel und zu Beginn der Diastole wieder eine Druckspitze aufwies, die durch den Zustrom aus der Vorhofszuleitung erzeugt wurde. Ein Vergleich des Druckes in der Druckkammer und dem Ventrikel zeigte, daß der Druck im Ventrikel fast ebenso rasch anstieg, wie der Außendruck, nach Öffnung der Aortenklappe relativ schnell abfiel und am Ende der Systole eine geringe negative Nachschwankung aufwies. Die Kurven waren dem natürlichen Druckablauf sehr ähnlich. Man konnte aus ihnen ablesen, daß das Myocard zwar einen Eigenwiderstand von ca. 30 mm Hg aufweist, jedoch keine wesentliche Verzögerung des Druckanstieges bewirkt.

Die Unterstützung der elastischen Kräfte des Myocards durch Applikation eines Unterdruckes in der Druckkammer während der Diastole erwies sich aus mehreren Gründen als notwendig und sinnvoll.

Erstens hat das tote Myocard nicht mehr die Elastizität eines lebenden Muskels. Seine Dehnung geht wesentlich langsamer vor sich und ist gewöhnlich nicht vollständig. Zweitens wird dadurch ein unphysiologisch hoher Vorhofdruck vermieden, der zur Füllung des Ventrikels notwendig wäre. Außerdem arbeitet das lebende Herz im Thorax normalerweise auch in einem, wenn auch wesentlich geringeren Unterdruck.

Die benutzten Pulsfrequenzen waren niedrig, aber nicht unphysiologisch. In Verbindung mit der diastolischen Saugung erlauben sich relativ geringe Vorhofdrucke. Sollte z. B. wegen zu langsamer Füllung der Ventrikel eine Erhöhung des Vorhofdruckes notwendig sein, so empfiehlt sich die Abbinde der Herzohren. Mit der Verkleinerung der Vorhofoberfläche wird die Wandspannung reduziert und eine frühzeitige Dilatation des Muskels vermieden.

Die Erhaltung eines Großteils der Vorhofwand scheint andererseits wichtig für die Funktion der Mitralklappe zu sein. Wie wir in einigen Versuchen sahen, kann eine starre, direkt vor der Klappe gelegene Befestigung der starren Sichtkammer eine vorhandene Insuffizienz der Klappe wesentlich steigern. Ein am Beginn der Systole auftretender kleiner Reflux steigert den Vorhofdruck so schnell, daß unter Umständen der Schluß der Klappe ganz verhindert wird. Um diese Druckspitze abzufangen, wird in die Zuleitung zum Vorhof eine elastische Verbindung in Form eines Penrose-Drains eingebaut.

Insgesamt war die Auswurfleistung der getesteten Herzen befriedigend, aber nicht so hoch wie am lebenden Organ. Dies wird auch kaum zu erwarten sein, insbesondere da die rasche Kontraktion des Myokards durch einen stetig steigenden Druck von außen ersetzt werden muß und da eine normale Funktion der elastischen Elemente des Herzens offenbar ausbleibt.

Zur Beurteilung der Mitralklappenfunktion wurde die Verengung des Mitralklappenringes während der Systole als zusätzliches Kriterium neben Schlußfähigkeit und Beweglichkeit der Segel herangezogen. Es erwies sich, daß "physiologische" Ringveränderungen nur bei exakter Ausführung der Kammerfixierung erzielt werden konnten. Regelmäßig vermißten wir diese Verengung, sobald der Rand des Filzzylinders ober- oder unterhalb der Klappenebene befestigt war. Ist die Naht gegen die Herzspitze verrückt, wird die Klappenebene durch den intraventrikulären Druck nach außen gedrückt, so daß eine Erweiterung des Mitralklappenringes resultiert. Liegt die Naht auf der Vorhofseite der Klappenebene, findet eine unnatürliche Verengung des Klappenringes in der frühen Systole statt, da das dünne, über der Klappe befindliche Myocard von außen komprimiert wird. Aus demselben Grund bewirkt hierbei die diastolische Saugung eine frühdiastolische Erweiterung des Ringes.

Untersuchungen am natürlich schlagenden Herzen von Seidel und Messerer zeigten ähnliche, allerdings weniger ausgeprägte systolische Veränderungen. Insbesondere wurden am lebenden Herzen auf der aortalen Seite Verkürzungen mit einem Mittelwert von nur 6 % gefunden, während dieser Teil im Pulsduplikator bis zu 11 % gedehnt wird. Diese Dehnung tritt auf, da die natürliche Kontraktion der Ausströmungsbahn fehlt. Der Gesamtumfang des Mitralklappenringes verringerte sich in unseren Versuchen systolisch zwischen 0 und 50 %. Derartige starke Schwankungen der Ergebnisse am Leichenherzen müssen auf Alter, Konservierung und besonders auf die Technik der Fixierung des Herzens in die Druckkammer zurückgeführt werden. Immerhin kam der Mittelwert von 18 % dem der an lebenden Herzen gewonnenen schon relativ nahe. Damit kann unter Berücksichtigung der nahezu normalen Druckwerte mit großer Wahrscheinlichkeit angenommen werden, daß die Funktionsbedingungen und besonders die Segelbewegungen der getesteten Mitralklappen etwa den Verhältnissen zu Lebzeiten entsprachen.

F. ZUSAMMENFASSUNG

1. Ein neues Modell eines Pulsduplikators wird beschrieben, das das Prinzip der extracardialen Kompression mit Preßluft zur Grundlage hat.
2. Eine konische Röhre aus dünnem Filz wird der Größe und Form des Herzens angepaßt. Die größere Öffnung wird entlang der Artrioventrikular-Grenze am Myokard angenäht. Das andere Ende wird mit einer Platte, die einen Einlaßstutzen trägt, verschlossen. Die Röhre wird mit einem schnellhärtenden Harz getränkt.
3. Besonderes Augenmerk wird darauf gelegt, die Klappenebene nicht zu verziehen. Ein Stoffzügel verhindert die Vorwölbung des Herzens. Die Sichtkammern zur Beobachtung der Klappen werden individuell befestigt und fixiert.
4. Die Funktion des Herzens in diesem Pulsduplikator ist befriedigend. Es lassen sich die Klappenbewegungen sehr schön darstellen und ihre Funktionen beobachten. Auch die systolische Verengerung des Mitralkringes ist nachzuweisen. Sie scheint als empfindlicher Test für die Beurteilung einer naturgetreuen Reproduktion der Mitralsegelbewegungen besonders geeignet zu sein.
5. Der Mechanismus ist billig und leicht herzustellen.

E. ABBILDUNGEN

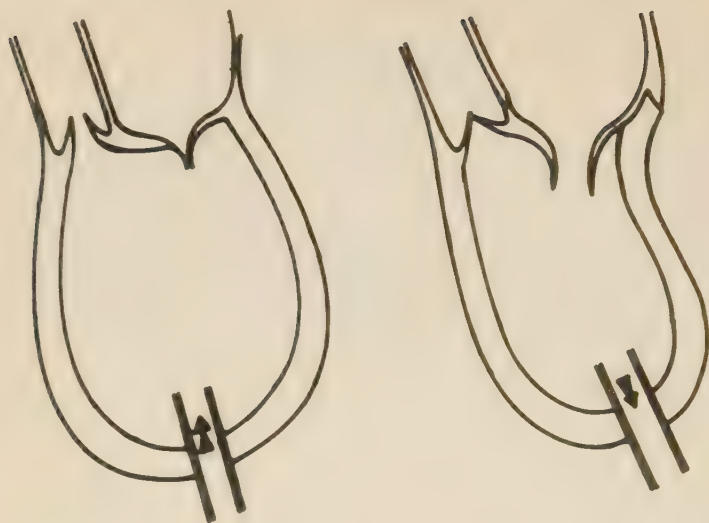


ABBILDUNG 1

Schema des internen Pulsduplikators. Das "Schlagvolumen" wird durch eine Kanüle in der Herzwand zugeführt.

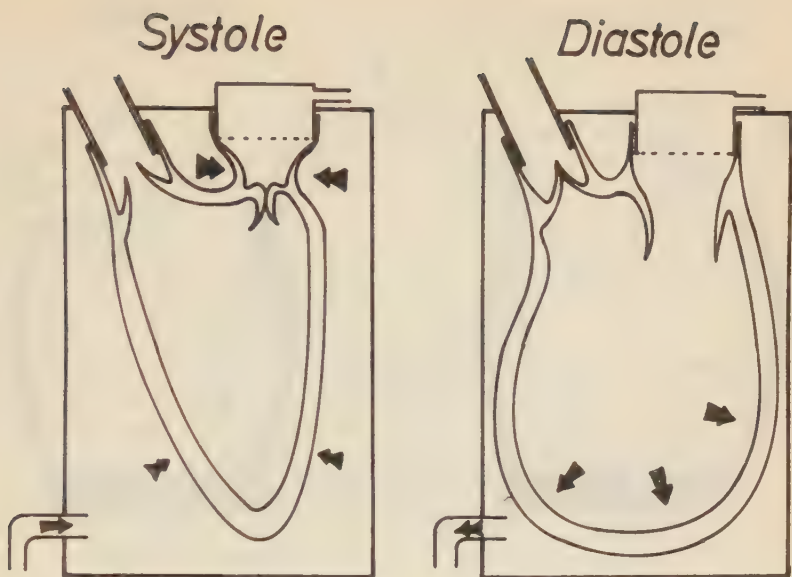
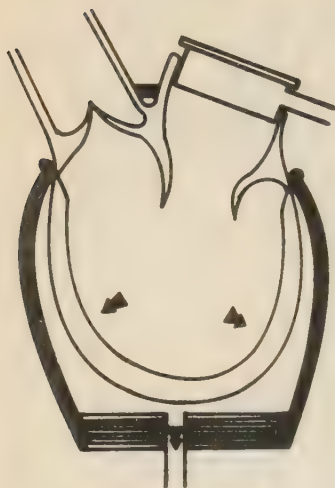


ABBILDUNG 2

Externer Pulsduplikator: Druckschwankungen außerhalb des Herzens bewirken dessen Füllung und Entleerung.

Diastole



Systole



ABBILDUNG 3

Die in unserer Arbeit beschriebene Testkammer.

Das Herz hängt nicht an den Vorhöfen, sondern ist an der AV Grenze mit der Kammer verbunden.

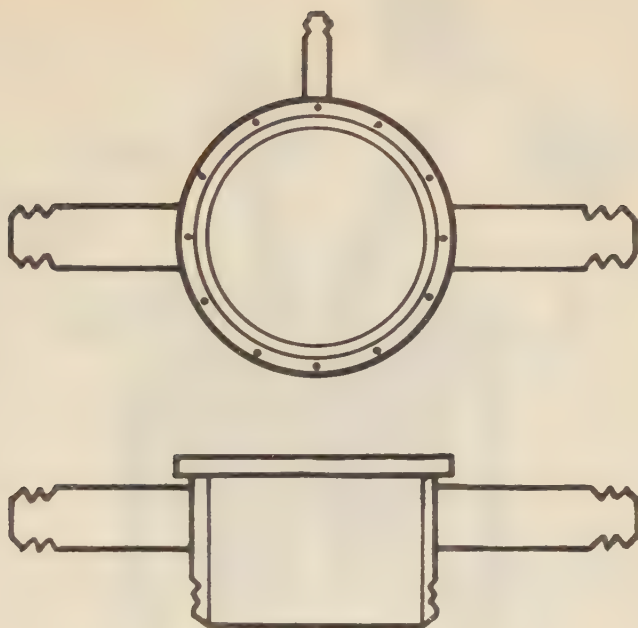


ABBILDUNG 4

Schema der Vorhof-Sichtkammer in natürlicher Größe. Zwei Zuflußstutzen ermöglichen eine rasche Füllung, eine enge Öffnung (oben) dient der Druckmessung und Entlüftung.

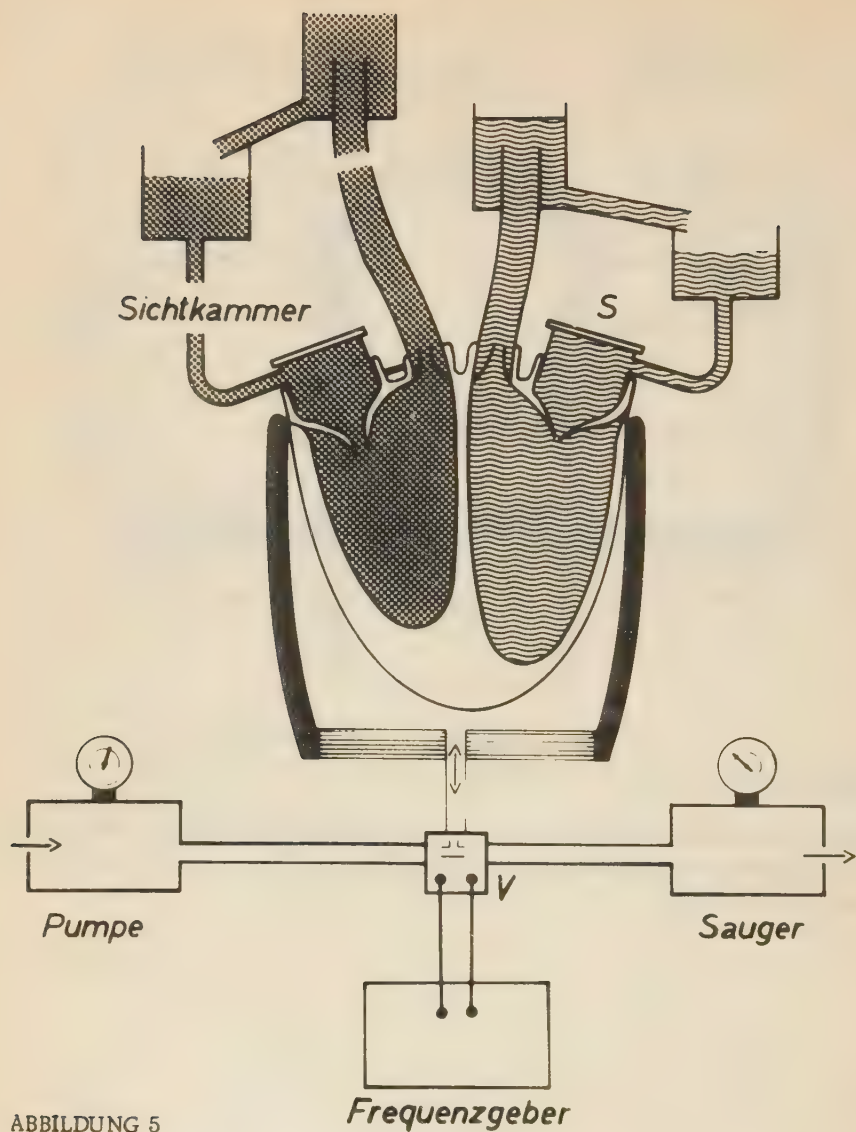


ABBILDUNG 5

Schematische Darstellung des Versuchsaufbaues. Beide Ventrikel sind mit einem eigenen künstlichen Kreislauf verbunden.

V = elektromagnetisches, durch den Frequenzgeber gesteuertes Dreiwegeventil zur Druckregulierung in der Testkammer.

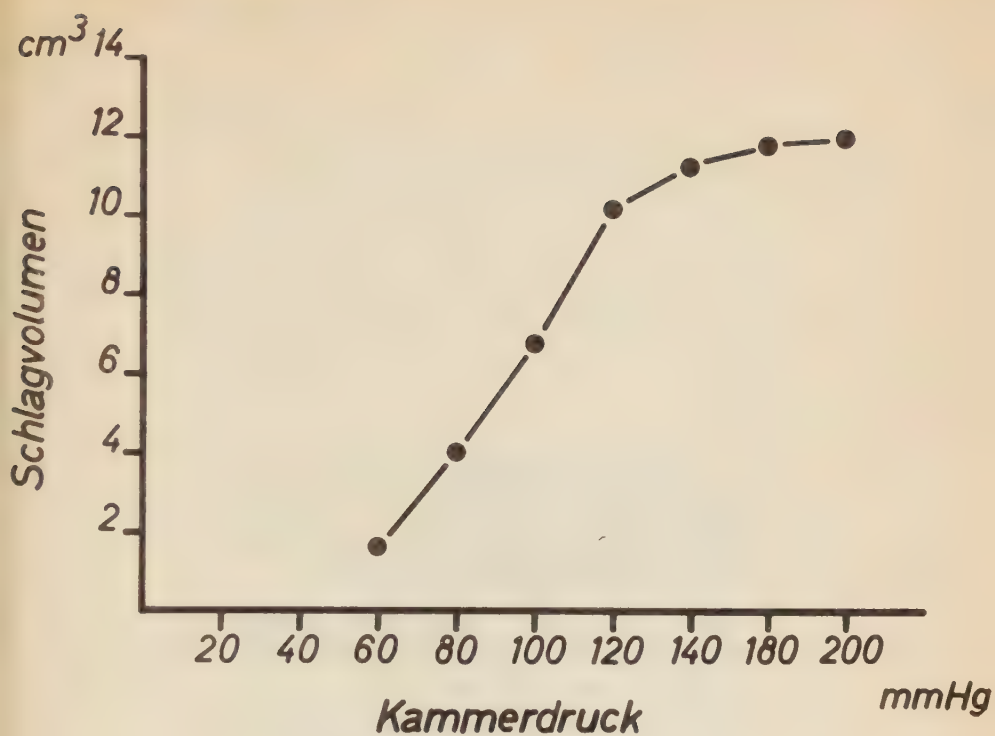


ABBILDUNG 6

Abhängigkeit des Schlagvolumens vom Druck in der Testkammer. 250 Gramm schweres Hundeherz.

Herrn Prof. Dr. R. ZENKER danke ich vielfmals für die großzügige Unterstützung bei der Durchführung meiner Arbeit wie überhaupt für die Möglichkeit, dieselbe an seiner Klinik durchzuführen.

Herrn Dr. SEIDEL bin ich für die Überlassung des Themas sowie für wertvolle Ratschläge und Hilfe zu großem Dank verpflichtet.

Schließlich sei Frä. G. TAUBER für ihre stete Hilfsbereitschaft besonderer Dank ausgesprochen.

H. LITERATURVERZEICHNIS

1. Callaghan, J. C. ; M.J. Williams; D. Cardozo:
Visualization of the function of the human heart valves with
an external pulse duplicator. Prosthetic Valves for Cardiac
Surgery .
CC Thomas, Springfield Ill. 48-55 (1961)
2. Davila, J. C. ; R. G. Trout; J. E. Sunner; R. P. Glover:
A simple mechanical pulse duplicator for cinematography of
cardiac valves in action.
Amm. Surg. 143, 544 (1956)
3. Kantrowitz, A. ; E. S. Hurwitt; A. Herskovitz: A cinematographic study of
the function of the mitral valve in situ.
Surgical Forum W. B. Sanders Philadelphia 204 (1951)
4. Kelley, R. R. ; F. Goodale; B. Castleman: The dynamics of rheumatic and
calcific aortic valve disease. A postmortal study with the use
of the pulse duplicator.
Circulation 22, 365-365 (1960)
5. Mc Millian, K. R. ; R. Daley; H. B. Mathem:
The movement of aortic and pulmonary valves studied by
postmortal colour cinematography.
Brit. Heart J. 14, 42 (1952)
6. Puff, A. : Neue funktionelle anatomische Befunde über den Mechanismus
der A-V-Klappen.
Langenbecks Arch. 301, 605-610 (1962)
7. Seidel, W. ; G. Messerer; O. Ritz:
Einfache Methoden zum Studium der Klappen am schlagenden
Herzen.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 314, 15-24 (1966)
8. Soroff, H. S. :
Diskussionsbemerkung in Prosthetic Valves for Cardiac Surgery.
C. C. Thomas, Springfield Ill. 241-243 (1961)
9. Wessel, H. U. ; P. Kezdi; F. J. Lewis:
A simple external pulse duplicator for observation of cardiac
valvular action. J. Thoracic. and Cardiovascular. Surg.
43, 513-516 (1962)

LEBENS LAUF

Ich, Kurt Bröckner, wurde am 29. 5. 1939 in Hannsdorf/Sudeten als Sohn des Drogisten Hans Bröckner und seiner Ehefrau Anna geboren. Nach der Vertreibung im Jahre 1946 kam ich nach Ottobrunn, wo ich die ersten 4 Klassen der Volksschule besuchte. 1950 trat ich in die Oberrealschule an der Frühlingsstraße in München über, wo ich im Juli 1959 mein Abitur ablegte. Anschließend studierte ich an der Universität München Medizin und legte 1965 hier das Staatsexamen ab. Seit Januar 1966 betätigte ich mich als Medizinalassistent, zunächst in der Chirurgischen Universitätsklinik in München und seit Juli 1966 im Kreiskrankenhaus Tett nang.

